



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102688065 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 17

(21) 申请号 201210045702. 2

CN 1553785 A, 2004. 12. 08,

(22) 申请日 2012. 02. 24

CN 101664321 A, 2010. 03. 10,

(30) 优先权数据

US 2006/0235302 A1, 2006. 10. 19,

2011-068447 2011. 03. 25 JP

审查员 孙晓彤

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 宫地幸哉

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0076312 A1, 2010. 03. 25,

US 6023977 A, 2000. 02. 15,

US 2002/0128555 A1, 2002. 09. 12,

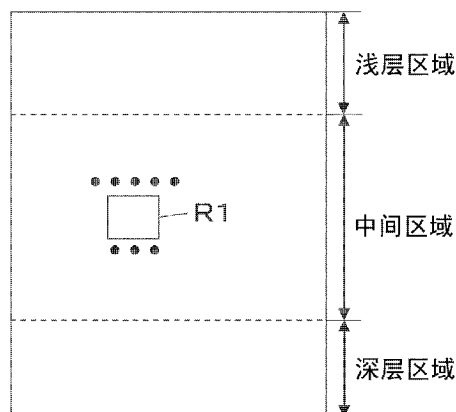
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像产生方法

(57) 摘要

超声波诊断装置和超声波诊断图像产生方法。所述超声波诊断装置包括：关注区域设置单元，用于在B模式图像的给定区域中设置关注区域；控制器，用于控制发送电路和接收电路，从而获得用于测量声速的接收数据，所述发送电路发送由具有第一频率的基波构成的超声波束，在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处形成发送焦点，所述接收电路接收具有第二频率的超声回波，具有所述第二频率的超声回波是所述基波的谐波分量；以及声速计算器，用于基于所获得的用于测量声速的接收数据，计算在所述点处的环境声速。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

换能器阵列;

发送电路,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

接收电路,用于处理从所述换能器阵列输出的接收信号,以产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

图像产生器,用于基于所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像;

关注区域设置单元,用于在所述图像产生器产生的 B 模式图像中,设置关注区域;

控制器,用于控制所述发送电路从所述换能器阵列向所述对象发送由具有第一频率的基波构成的超声波束,控制所述接收电路接收具有第二频率的超声回波,具有所述第二频率的超声回波是所述基波的谐波分量;在 B 模式图像中具有第二频率的超声回波的强度大于给定值的深度区域中设置中间区域,并且还在比所述中间区域浅和深的位置分别设置浅层区域和深层区域;以及发送具有第一频率的超声波束,在由所述关注区域设置单元设置的所述中间区域中的关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处形成发送焦点,并接收具有第二频率的超声回波,从而获得用于测量声速的接收数据;以及

声速计算器,用于基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算在所述点处的环境声速。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

其中,所述关注区域设置单元还在所述浅层区域中设置附加浅层关注区域,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于测量声速的附加浅层接收数据,所述发送电路发送具有所述第二频率的超声波束,在所述附加浅层关注区域中和所述附加浅层关注区域附近设置的多个附加浅层点处形成发送焦点,所述接收电路接收具有所述第二频率的超声回波,以及

其中,所述声速计算器基于所获得的用于测量声速的附加浅层接收数据,计算在所述附加浅层点处的环境声速。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

其中,所述关注区域设置单元还在所述深层区域中设置附加深层关注区域,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于测量声速的附加深层接收数据,其中,所述发送电路发送由具有所述第一频率的基波构成的超声波束,在所述附加深层关注区域中和所述附加深层关注区域附近设置的多个附加深层点处形成发送焦点,所述接收电路接收具有所述第一频率的超声回波,以及

其中,所述声速计算器基于所获得的用于测量声速的附加深层接收数据,计算在所述附加深层点处的环境声速。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

其中,所述关注区域设置单元在所述浅层区域和所述中间区域之间的边界以及所述中间区域和所述深层区域之间的边界中的至少一个边界上设置附加关注区域,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,以针对在所述附加关注区域中和所述附加关注区域附近设置的并位于所述浅层区域中的多个附加点,发送和接收具有所述第二频率的超声波束;所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,以针对在所述附加关注区域中和所述附加关注区域附近设置的并位于所述中间区域中的多个附加点,发送

具有所述第一频率的超声波束,并接收具有所述第二频率的超声回波;以及所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,以针对在所述附加关注区域中和所述附加关注区域附近设置的并位于所述深层区域中的多个附加点,发送和接收具有所述第一频率的超声波束,从而获得用于测量声速的附加接收数据,以及

其中,所述声速计算器基于所获得的用于测量声速的附加接收数据,计算在所述附加点处的环境声速。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述控制器将所述第一频率设置为比所述换能器阵列的中心频率低的值,并将所述第二频率设置为比所述换能器阵列的中心频率高的另一个值。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

其中,所述换能器阵列具有 1MHz 至 5MHz 的频段和 3MHz 的中心频率,以及

其中,所述控制器将所述第一频率设置为 2MHz 且将所述第二频率设置为 4MHz。

7. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,其中,基于通过针对所述点发送和接收超声波束而获得的环境声速,所述声速计算器计算在所述点之间的区域中的局部声速。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,基于通过针对所述点发送和接收超声波束而获得的环境声速,所述声速计算器计算在所述点之间的区域中的局部声速。

9. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,基于通过针对所述点发送和接收超声波束而获得的环境声速,所述声速计算器计算在所述点之间的区域中的局部声速。

10. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的超声波诊断装置,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于声速图的接收数据,所述发送电路发送超声波束,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的用于声速图的多个点处形成发送焦点,所述接收电路接收超声波束,以及

其中,所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,计算在用于声速图的点处的局部声速,以产生所述关注区域的声速图。

11. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于声速图的接收数据,所述发送电路发送超声波束,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的用于声速图的多个点处形成发送焦点,所述接收电路接收超声波束,以及

其中,所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,计算在用于声速图的点处的局部声速,以产生所述关注区域的声速图。

12. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于声速图的接收数据,所述发送电路发送超声波束,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的用于声速图的多个点处形成发送焦点,所述接收电路接收超声波束,以及

其中,所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,计算在用于声速图的点处的局部声速,以产生所述关注区域的声速图。

13. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,

其中,所述控制器控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于声速图的接收数

据,所述发送电路发送超声波束,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的用于声速图的多个点处形成发送焦点,所述接收电路接收超声波束,以及

其中,所述声速计算器基于用于声速图的接收数据,计算在用于声速图的点处的局部声速,以产生所述关注区域的声速图。

14. 一种超声波图像产生方法,包括以下步骤:

从换能器阵列向对象发送超声波束;

基于从所述换能器阵列输出的接收信号,产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;

从所述换能器阵列向所述对象发送由具有第一频率的基波构成的超声波束,并接收具有第二频率的超声回波,具有所述第二频率的超声回波是所述基波的谐波分量;在 B 模式图像中具有第二频率的超声回波的强度大于给定值的深度区域中设置中间区域,并且还在比所述中间区域浅和深的位置分别设置浅层区域和深层区域;

在所产生的 B 模式图像的中间区域中,设置关注区域;

发送具有第一频率的超声波束,在所述关注区域中或所述关注区域附近设置的多个点处形成发送焦点,并接收具有第二频率的超声回波,从而获得用于测量声速的接收数据;以及

基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算在所述点处的环境声速。

超声波诊断装置和超声波图像产生方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和超声波图像产生方法,且具体地涉及用于通过超声波探头的换能器阵列发送和接收超声波,以产生 B 模式图像并测量声速的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 常规上,在医疗领域中采用了使用超声波图像的超声波诊断装置。一般而言,该类型的超声波诊断装置包括具有内置换能器阵列的超声波探头和连接到超声波探头的装置本体。超声波探头向对象体内部发送超声波束,接收来自对象的超声回波,以及装置本体对接收信号进行电处理,以产生超声波图像。

[0003] 近些年来,测量位于被检查区域中的声速,以实现对象体内的区域的更准确的诊断。

[0004] 例如,JP 2010-99452A 提出了一种超声波诊断装置,其中,在被检查部位周围设置多个格点,且发送和接收超声波束,以在格点处形成发送焦点,获得接收数据,并基于该接收数据来计算环境声速和局部声速。

发明内容

[0005] JP 2010-99452A 描述了一种具有超声波探头的设备,超声波探头向对象体内部发送超声波束并从对象体内部接收超声波束,以获得在被检查部位处的环境声速,从而使得能够显示例如在其上叠加了与环境声速有关的信息的 B 模式图像。

[0006] 然而,环境声速是基于例如图像对比度和锐度来获得的,且取决于超声波的发送焦点的深度以及超声波的频率,可能产生相位移动 (phase displacement) 和噪声,这可以导致准确的计算变得不可能。

[0007] 本发明的目的是提供一种解决过去的这种问题并使得对环境声速和局部声速的准确计算成为可能的超声波诊断装置和超声波图像产生方法。

[0008] 根据本发明的一种超声波诊断装置,包括:

[0009] 换能器阵列;

[0010] 发送电路,用于从所述换能器阵列向对象发送超声波束;

[0011] 接收电路,用于处理从换能器阵列输出的接收信号,以产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

[0012] 图像产生器,用于基于所述接收电路获得的接收数据,产生 B 模式图像;

[0013] 关注区域设置单元,用于在所述图像产生器产生的 B 模式图像的给定区域中,设置关注区域;

[0014] 控制器,用于控制所述发送电路和所述接收电路,从而获得用于测量声速的接收数据,所述发送电路发送由具有第一频率的基波构成的超声波束,在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处形成发送焦点,所述接收电路接收具有第二频率的超声回

波,具有所述第二频率的超声回波是所述基波的谐波分量;以及

[0015] 声速计算器,用于基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算在所述点处的环境声速。

[0016] 根据本发明的一种超声波图像产生方法,包括以下步骤:

[0017] 从换能器阵列向对象发送超声波束;

[0018] 基于从换能器阵列输出的接收信号,产生接收数据,所述换能器阵列已接收到来自所述对象的超声回波;

[0019] 基于所获得的接收数据,产生 B 模式图像;

[0020] 在所产生的 B 模式图像的给定区域中,设置关注区域;

[0021] 发送由具有第一频率的基波构成的超声波束,在所述关注区域中或所述关注区域附近设置的多个点处形成发送焦点,并接收具有第二频率的超声回波,从而获得用于测量声速的接收数据,具有所述第二频率的超声回波是所述基波的谐波分量;以及

[0022] 基于所获得的用于测量声速的接收数据,计算在所述点处的环境声速。

附图说明

[0023] 图 1 是示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置的框图。

[0024] 图 2A 和 2B 示意性地示出了实施例 1 的声速计算的原理。

[0025] 图 3 示出了在实施例 1 中的中间区域中设置的关注区域。

[0026] 图 4 示出了实施例 1 中的接收到的超声回波的强度分布。

[0027] 图 5 示出了在实施例 2 中设置的关注区域。

[0028] 图 6 示出了在实施例 2 的变型中设置的关注区域。

[0029] 图 7 示出了在实施例 3 中设置的格点。

具体实施方式

[0030] 下面将基于附图来描述本发明的实施例。

[0031] 实施例 1

[0032] 图 1 示出了根据本发明的实施例 1 的超声波诊断装置的配置。超声波诊断装置包括连接到发送电路 2 和接收电路 4 的换能器阵列 1。接收电路 4 顺序连接到信号处理器 5、DSC(数字扫描转换器)6、图像处理器 7、显示控制器 8 和监视器 9。图像处理器 7 连接到图像存储器 10。接收电路 4 还连接到接收数据存储器 11 和声速计算器 12。

[0033] 信号处理器 5、DSC 6、显示控制器 8、接收数据存储器 11 以及声速计算器 12 连接到控制器 13。控制器 13 还连接到操作单元 14 和存储单元 15。

[0034] 换能器阵列 1 包括以一维或二维方式排列的多个超声波换能器。这些超声波换能器均根据从发送电路 2 供应的致动信号来发送超声波,且接收来自对象的超声回波,以输出接收信号。每个超声波换能器包括振动器,该振动器由压电体和在压电体的两端分别提供的电极构成。压电体由例如以下各项构成:以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏二氟乙烯)为代表的聚合压电器件、或以 PMN-PT(铌镁酸铅钛酸铅固溶, lead magnesium niobate lead titanate solid solution)为代表的压电单晶。

[0035] 当向每个振动器的电极供应脉冲电压或连续波电压时,压电体膨胀并收缩以使振

动器产生脉冲或连续超声波。将这些超声波合并以形成超声波束。当接收到传播的超声波时,每个振动器膨胀并收缩以产生电信号,然后将电信号作为超声波的接收信号加以输出。

[0036] 发送电路 2 包括例如多个脉冲器,并基于根据发送控制器 13 发送的指令信号所选择的发送延迟模式,来调整致动信号的延迟量,使得从换能器阵列 1 的多个超声波换能器发送的超声波形成超声波束,并向超声波换能器供应已调整过延迟的致动信号。

[0037] 接收电路 4 对从换能器阵列 1 的相应超声波换能器发送的接收信号进行放大和 A/D 转换。接收电路 4 具有用于移除超声波束的基波分量以提取其谐波分量的内置滤波器。

[0038] 信号处理器 5 根据声速或声速分布,向接收电路 4 产生的接收信号提供相应延迟(该相应延迟是基于根据来自控制器 13 的控制信号所选择的接收延迟模式所设置的),然后求和,来执行接收定焦处理,以产生对超声回波进行良好定焦的声线信号;并且当根据距离对衰减进行校正时(该距离取决于超声波的反射深度),执行包络检测处理,以产生 B 模式图像信号,所述 B 模式图像信号是对象体内的组织的断层成像图像信息。

[0039] DSC 6 将信号处理器 5 产生的 B 模式图像信号转换为与普通电视信号扫描模式兼容的图像信号(光栅转换)。

[0040] 图像处理器 7 在向显示控制器 8 输出 B 模式图像信号或将 B 模式图像信号存储在图像存储器 10 之前,对从 DSC 6 输入的 B 模式图像信号执行所需的包括渐变处理在内的各种处理。

[0041] 信号处理器 5、DSC 6、图像处理器 7 以及图像存储器 10 构成了图像产生器 16。

[0042] 显示控制器 8 根据已经过图像处理器 7 的图像处理的 B 模式图像信号,使监视器 9 显示超声波诊断图像。

[0043] 监视器 9 包括显示设备(比如,LCD),并例如在显示控制器 8 的控制下显示超声波诊断图像。

[0044] 接收数据存储器 11 逐通道顺序存储从接收电路 4 输出的接收数据。接收数据存储器 11 将从控制器 13 输入的与帧速率相关的信息与上述接收数据进行关联存储。这种信息包括例如:超声波的反射位置的深度、扫描线的密度以及表示视野范围的参数。

[0045] 在控制器 13 的控制下,声速计算器 12 基于在接收数据存储器 11 中存储的接收数据,计算环境声速和局部声速。

[0046] 控制器 13 根据操作者使用操作单元 14 输入的指令,控制超声波诊断装置中的组件。

[0047] 为了让操作者执行输入操作而提供的操作单元 14 构成了关注区域设置单元,且其可以由例如键盘、鼠标、轨迹球和/或触摸板构成。

[0048] 存储单元 15 存储例如操作程序,且可以由例如记录介质(比如硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD 卡、CF 卡、或 USB 存储器、服务器等等)构成。

[0049] 尽管信号处理器 5、DSC 6、图像处理器 7、显示控制器 8 和声速计算器 12 均由 CPU 和用于使 CPU 执行各种类型处理的操作程序构成,但是它们也可以均由数字电路构成。

[0050] 操作者可以使用操作单元 14 来选择以下三种显示模式之一。它们是:用于单独显示 B 模式图像的模式;用于显示 B 模式图像,同时在 B 模式图像上叠加关注区域中的平均局部声速的模式;以及用于并列显示 B 模式图像和平均局部声速的模式。

[0051] 为了显示 B 模式图像,首先换能器阵列 1 的多个超声波换能器根据从发送电路 2

供应的致动信号来发送超声波,且已接收到来自对象的超声回波的超声波换能器向接收电路 4 输出接收信号,接收电路 4 产生接收数据。已接收到接收数据的信号处理器 5 产生 B 模式图像信号,DSC 6 执行 B 模式图像信号的光栅转换,且图像处理器 7 对 B 模式图像信号执行各种图像处理,从而基于该 B 模式图像信号,显示控制器 8 使监视器 9 显示超声波诊断图像。

[0052] 可以例如通过在本申请的申请人提交的 JP 2010-99452A 中所描述的方法来计算环境声速和局部声速。

[0053] 该方法根据惠更斯原理获得格点 X 处的局部声速。现在假定如图 2A 所示,当向对象内部发送超声波时,接收波 W_x 从格点 X (对象中的反射点) 到达换能器阵列 1,且假定多个格点 A1、A2、... 以相等间隔排列在比格点 X 更浅的位置处 (即,更接近换能器阵列 1),如图 2B 所示。则,根据惠更斯原理获得格点 X 处的局部声速,从而,通过将已从格点 X 接收到接收信号的格点 A1、A2、... 所发送的接收波 W_1 、 W_2 、... 合并而产生的合成波 W_{sum} 与来自格点 X 的接收波 W_x 一致。

[0054] 首先,获得所有格点 X、A1、A2、... 的环境声速。本文中的环境声速意味着:随着所设置的声速的改变,在基于所设置的声速对格点执行定焦计算并成像以产生超声波图像之后,允许获得的最高图像对比度和锐度 (sharpness) 的声速。如 JP 08-317926A 中描述的,可以基于例如图像对比度、扫描方向上的空间频率、以及分散 (dispersion) 来判断环境声速。

[0055] 接下来,使用格点 X 的环境声速来计算从格点 X 发射的虚接收波 W_x 的波形。

[0056] 此外,将格点 X 处的假设局部声速 V 改变为各种值,以计算来自格点 A1、A2、... 的接收波 W_1 、 W_2 、... 的虚合成波 W_{sum} 。此时假定声速在格点 X 和格点 A1、A2、... 之间的区域 R_{xa} 中是一致的,且等于在格点 X 处的局部声速 V 。超声波从格点 X 传播到格点 A1、A2、... 的时间分别是 $XA1/V$ 、 $XA2/V$ 、...,其中, $XA1$ 、 $XA2$ 、... 是格点 X 和格点 A1、A2、... 之间的距离。将从格点 A1、A2、... 发射的反射波与对应于时间 $XA1/V$ 、 $XA2/V$ 、... 的相应延迟相结合,得到了虚合成波 W_{sum} 。

[0057] 接下来,计算通过将格点 X 处的假设局部声速 V 改变为各种值所计算出的多个虚合成波 W_{sum} 与来自格点 X 的虚接收波 W_x 之间的相应差,以将该差变为最小值的假设局部声速 V 确定为局部声速。可以通过任意恰当方法来计算虚合成波 W_{sum} 和来自格点 X 的虚接收波 W_x 之间的差,这些恰当方法包括:使用互相关的方法、通过将接收波 W_x 与从合成波 W_{sum} 获得的延迟相乘而使用相位匹配求和的方法、以及通过将合成波 W_{sum} 与从接收信号 W_x 获得的延迟相乘而使用相位匹配求和的方法。

[0058] 从而,可以基于接收电路 4 产生的接收数据来准确地计算对象内的环境声速和局部声速。可以类似地产生表示局部声速在所设置的关注区域中的分布的声速图。

[0059] 接下来,将描述实施例 1 的操作。

[0060] 首先,根据来自发送电路 2 的致动信号,换能器阵列 1 的多个超声波换能器发送超声波束,且已接收到来自对象的超声回波的超声波换能器向接收电路 4 输出接收信号,以产生接收数据,由此显示控制器 8 基于图像产生器 16 产生的 B 模式图像信号,使监视器 9 显示 B 模式图像。

[0061] 如图 3 所示,由控制器 13 将监视器 9 上显示的 B 模式图像在深度方向上分为 3 个

区域：浅层区域、中间区域和深层区域，且操作者在操作单元 14 上进行的操作在 B 模式图像的中部区域中设置了关注区域 R1。然后，控制器 13 在适合 B 模式图像中设置的关注区域 R1 的适当位置处设置适当数目的格点。例如，在比关注区域 R 更浅和更深的位置上设置多个格点，以在深度方向上将关注区域 R1 夹在中间。

[0062] 随后，控制器 13 控制发送电路 2 发送用于测量声速的超声波束，这些超声波束均由具有低频 H1 的基波构成，以在特别针对关注区域 R1 设置的格点处形成发送焦点。向相应格点发送的用于测量声速的超声波束在对象中传播，以在格点处形成发送焦点，并被反射，之后在对象中传播回至换能器阵列 1 的用于接收的超声波换能器。

[0063] 从而，将基波设置为低频 H1 使得能够抑制在用于测量声速的超声波束通过对象内的不一致的介质时发生的构成超声波束的超声波中的相位移动，且在格点的位置处由彼此同相的超声波形成发送焦点。

[0064] 在对象内传播时，用于测量声速的超声波束获得频率为基波频率 H1 的整数倍的谐波分量。由于超声波换能器接收到包含这样获得的谐波分量在内的超声回波，因此控制器 13 控制接收电路 4 以通过在接收电路 4 中提供的滤波器来移除接收信号中的基波，并捕捉具有高频 H2 的超声回波（基波的谐波分量）的接收信号。优选地，可以捕捉频率为基波频率 H1 的例如 2 倍的谐波分量。

[0065] 从而，每次接收到超声回波时，接收电路 4 产生用于测量声速的接收数据 D1，且在接收数据存储单元 11 中顺序存储所产生的用于测量声速的接收数据 D1。当在接收数据存储单元 11 中已存储了针对所有格点的通过发送和接收超声波束获得的用于测量声速的接收数据 D1 时，声速计算器 12 基于用于测量声速的接收数据 D1，计算格点处的环境声速。基于图像的对比度和锐度来计算环境声速。由于相比于基波分量，由具有高频 H2 的谐波分量构成的超声回波具有增强的主波瓣和减弱的副波瓣，抑制了噪声对如上获得的环境声速的影响。

[0066] 声速计算器 12 还可以基于如上获得的环境声速，计算格点之间的区域中和在关注区域 R1 中的局部声速。假定声速在比关注区域 R1 更深和更浅的位置上设置的格点之间的区域中是一致的，使用在接收数据存储单元 11 中存储的用于测量声速的接收数据 D1 来计算该区域中的局部声速。

[0067] 如上面参照图 2B 所述，根据惠更斯原理，来自更浅位置上的格点的接收波的合成波（其中，该更浅位置上的格点已从比关注区域 R1 更深的位置上的格点接收到了接收波）与来自更深位置的格点的接收波一致。利用该事实，可以计算更浅和更深位置之间的区域中的局部声速。当在更浅和更深位置之间设置了多于一个这种区域以包围关注区域 R1 时，声速计算器 12 可以使用相应区域中的局部声速的平均，作为关注区域 R1 中的局部声速。

[0068] 可以例如如下确定 B 模式图像在深度方向上被划分为的 3 个区域（浅层区域、中间区域和深层区域）的位置。

[0069] 超声波的强度随着其传播的距离而降低，反之，在超声波传播时产生的谐波分量的强度增加。因此，如图 4 所示，由具有高频 H2 的谐波分量构成的超声回波的强度分布呈现为在给定深度处达到最大值的曲线，其中，通过发送由具有低频 H1 的基波分量构成的超声波束来获得由具有高频 H2 的谐波分量构成的超声回波。因此，控制器 13 根据超声回波的强度分布，将中间区域设置在预期强度高于给定值的区域中，而将浅层区域和深层区域

分别设置在预期强度不高于给定值的区域中,即比中间区域更浅和更深的位置上。

[0070] 从而,通过用具有低频 H1 的超声波束形成发送焦点来限制聚焦位置处的相位移动,同时通过接收具有高频 H2 的超声回波来抑制噪声对接收波的影响。因此,可以准确地计算环境声速和局部声速。

[0071] 优选地,控制器 13 控制发送电路 2 和接收电路 4,使得已发送的超声波束的基波的频率 H1 低于超声波探头能够支持的中心频率,而接收到的超声波束的谐波分量的频率 H2 高于超声波探头能够支持的中心频率。

[0072] 在超声波探头能够支持 1MHz 至 5MHz 频段以及 3MHz 中心频率的情况下,控制器 13 可以控制发送电路 2 和接收电路 4 发送具有 2MHz 频率 H1 的基波的超声波束,以在中间区域中设置的关注区域 R1 中的相应格点处形成发送焦点,并接收具有 4MHz 频率 H2 的谐波分量的超声回波。

[0073] 实施例 2

[0074] 尽管在实施例 1 中,将关注区域 R1 设置在 B 模式图像的中间区域,还可以将关注区域设置在浅层区域和深层区域。

[0075] 例如如图 5 所示,将关注区域 R2 设置在浅层区域中,且将关注区域 R3 设置在深层区域中。控制器 13 在特别适合关注区域 R1、R2 和 R3 的位置处分别设置合适数目的格点,并使得发送和接收用于声速测量的超声波束,以在所设置的格点处形成发送焦点。

[0076] 对于在中间区域中设置的关注区域 R1,用由具有低频 H1 的基波构成的超声波束来形成发送焦点,同时接收由具有高频 H2 的谐波分量构成的超声回波,以获得用于声速测量的接收数据 D1,基于该接收数据 D1,类似于实施例 1 地计算在格点处的环境声速。

[0077] 对于在浅层区域中设置的关注区域 R2,控制器 13 控制发送电路 2 和接收电路 4,以发送具有高频 H2 的用于测量声速的超声波束,以在特别适合关注区域 R2 的位置上的合适数目的格点处形成发送焦点,并接收来自格点的具有高频 H2 的超声回波,以获得用于测量声速的接收数据 D2。基于如此获得的用于测量声速的接收数据 D2,由声速计算器 12 来计算在特别适合浅层区域中的关注区域 R2 的相应格点处的环境声速。

[0078] 与具有低频的超声波束相比,具有高频的超声波束具有增强的主波瓣和减弱的副波瓣,其代价是随着波束通过对象内的不一致的介质时产生的巨大的相位移动。因此,可以通过在传播距离短且相位移动影响小的浅层区域中发送和接收具有高频 H2 的超声波束来抑制接收波中的噪声效果,且可以准确地计算环境声速。此外,由于从关注区域 R2 接收与频率 H2 具有相同频率的超声回波来计算环境音速,所述频率 H2 是从在中间区域中设置的关注区域 R1 接收的超声回波的频率,因此可以将由于接收到的超声回波的频率差而造成的中间区域和浅层区域之间的环境声速的差保持为最小值。

[0079] 对于在深层区域中设置的关注区域 R3,控制器 13 控制发送电路 2 和接收电路 4,发送具有低频 H1 的用于测量声速的超声波束,以在特别适合关注区域 R3 的位置上的合适数目的格点处形成发送焦点,并接收来自格点的具有低频 H1 的超声回波,以获得用于测量声速的接收数据 D3。基于如此获得的用于测量声速的接收数据 D3,由声速计算器 12 来计算在特别针对深层区域中的关注区域 R3 设置的相应格点处的环境声速。

[0080] 与具有高频的超声波束相比,具有低频的超声波束在其通过不一致的介质时仅产生小的相位移动。因此,可以通过在传播距离长且因此相位移动的效果容易增加的深层区

域中发送和接收具有低频 H1 的超声波束来准确地计算环境声速。此外,由于向关注区域 R3 发送与频率 H1 具有相同频率的超声波束来计算环境声速,所述频率 H1 是向在中间区域中设置的关注区域 R1 发送的超声波束的频率,因此可以将由于发送的超声波束的频率差而造成的与中间区域的环境声速的差保持为最小值。

[0081] 当在操作单元 14 上进行的操作将关注区域 R4 设置在 B 模式图像的浅层区域和中间区域之间的边界上,以及将关注区域 R5 设置在中间区域和深层区域之间的边界上时,通过上述方法单独在相应区域中获得环境声速,在适合关注区域 R4 和 R5 的位置上设置的合适数目的格点位于相应区域中。

[0082] 对于在关注区域 R4 中设置的那些格点中位于浅层区域中的格点,发送和接收具有高频 H2 的用于测量声速的超声波束,以基于获取的用于测量声速的接收数据 D2 来获得环境声速。对于位于中间区域中的格点,发送具有低频 H1 的超声波束,而接收具有高频 H2 的超声波束,以基于获取的用于测量声速的接收数据 D1 来获得环境声速。

[0083] 至于在关注区域 R5 中设置的格点,针对位于中间区域中的格点,发送具有低频 H1 的超声波束,而接收具有高频 H2 的超声波束,以基于获取的用于测量声速的接收数据 D1 和 D3 来获得环境声速。

[0084] 基于如此获得的环境声速,还可以使用虚合成波来获得局部声速。优选地,将虚合成波的频率设置为针对中间区域而使用的低频 H1 或高频 H2。

[0085] 由于特别针对格点所处的每个区域来获得环境声速,因此可以获得准确的环境声速和局部声速。

[0086] 实施例 3

[0087] 尽管在实施例 1 和 2 中,测量了关注区域 R 中的平均局部声速,还可以产生关注区域 R 中的声速图。

[0088] 如图 7 所示,当例如在操作单元 14 上进行的操作将关注区域 R1 设置在中间区域中时,控制器 13 在比关注区域 R1 更浅和更深的位置上分别设置格点 E1 和 E2,并在格点 E1 和 E2 之间的位置上设置用于测量声速的格点 E3。

[0089] 随后,控制器 13 控制发送电路 2 和接收电路 4,以在用于声速图的格点 E3 形成发送焦点,并在格点 E1、E2 处形成接收焦点,发送焦点顺序发送具有低频 H1 的超声波束,而接收具有高频 H2 的超声回波,且将接收电路 4 产生的用于测量声速的接收数据顺序存储在接收数据存储器 11 中。然后,类似于实施例 1,声速计算器 12 使用在接收数据存储器 11 中存储的格点 E1 和 E2 上的接收数据,来计算环境声速和局部声速,并还使用格点 E1 和 E2 上的接收数据和用于声速图的格点 E3 上的用于声速图的接收数据,来计算在格点 E1、E2 和 E3 处的局部声速,以产生关注区域 R1 中的声速图。

[0090] 声速计算器 12 产生的有关声速图的数据在被发送到显示控制器 8 之前,经过 DSC 6 的光栅转换和图像处理器 7 的各种图像处理。然后,根据操作者从操作单元 14 输入的显示模式,在监视器 9 上显示 B 模式图像,且声速图叠加于其上(例如,根据局部声速以颜色加以区分或改变亮度的显示,或将具有相等局部声速的点用线相连的显示),或在监视器 9 上并列显示 B 模式图像和声速图。

[0091] 从而,不仅可以测量声速或局部声速,还可以实现 B 模式图像和声速图的产生。

[0092] 尽管在实施例 1 至 3 中,将接收电路 4 输出的接收数据临时存储在接收数据存储器

器 11 中,且声速计算器 12 使用在接收数据存储器 11 中存储的接收数据来计算环境声速和局部声速,声速图产生器 12 可以直接接收从接收电路 4 输出的接收数据,以计算环境声速和局部声速。

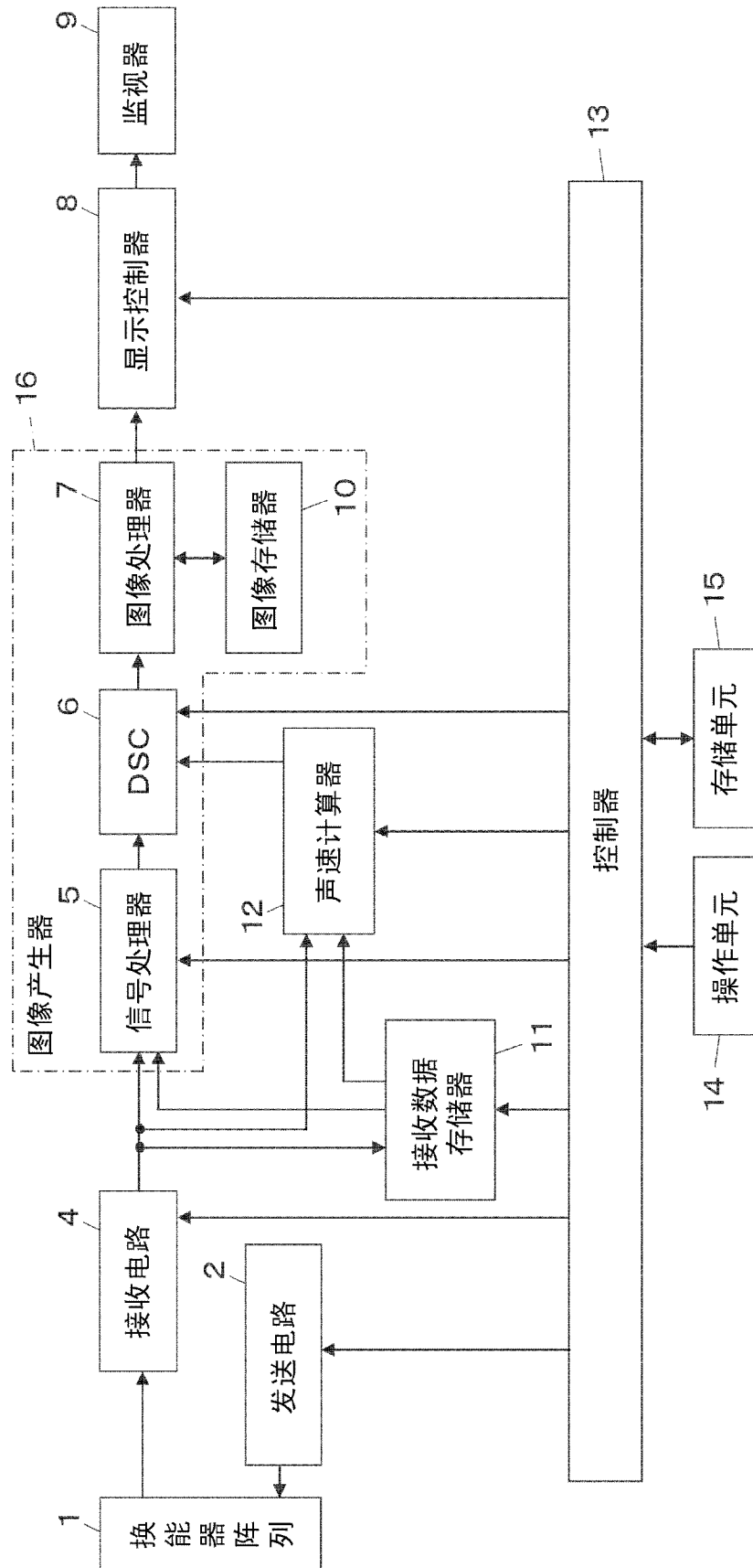


图 1

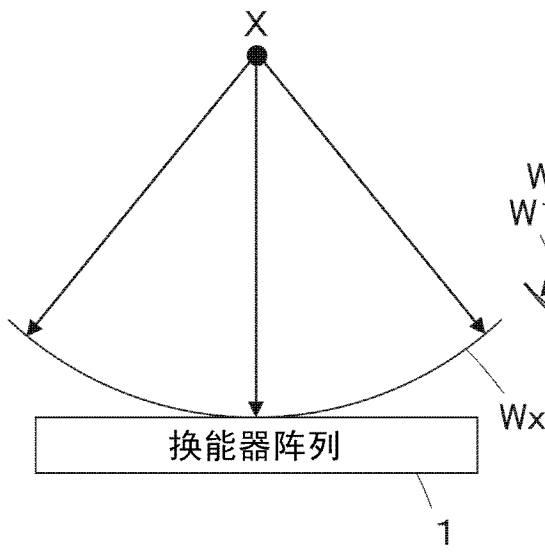


图 2A

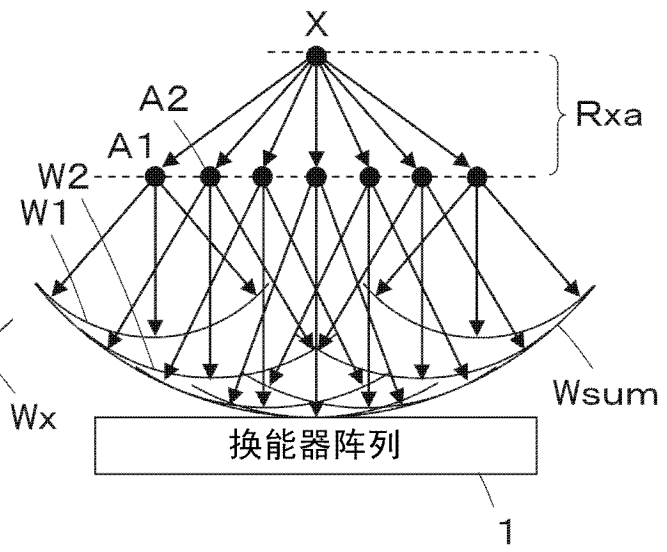


图 2B

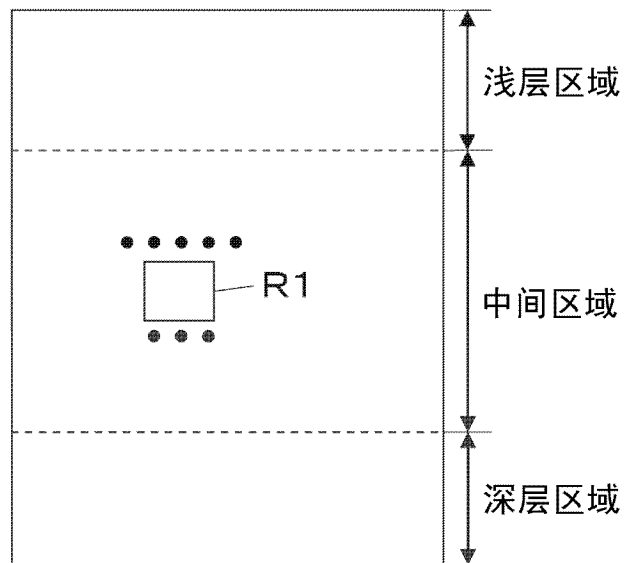


图 3

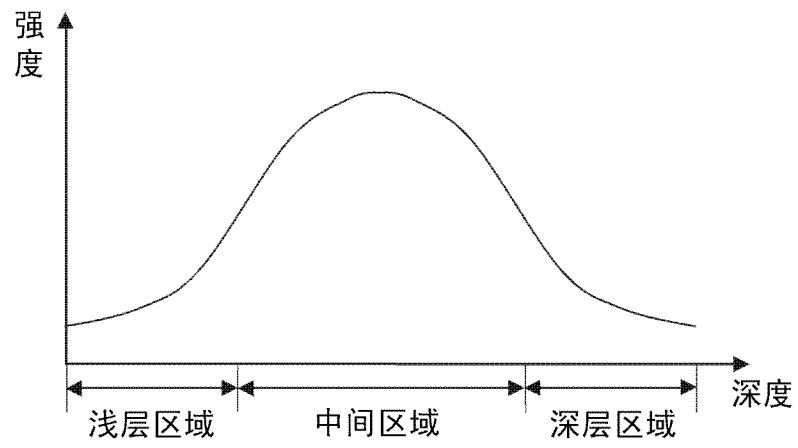


图 4

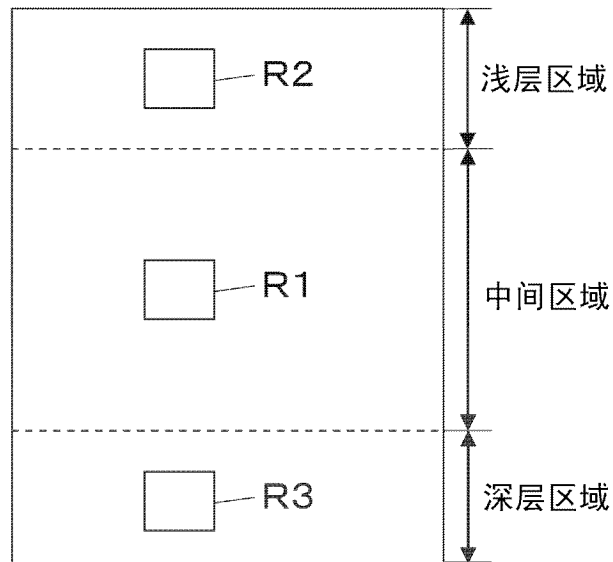


图 5

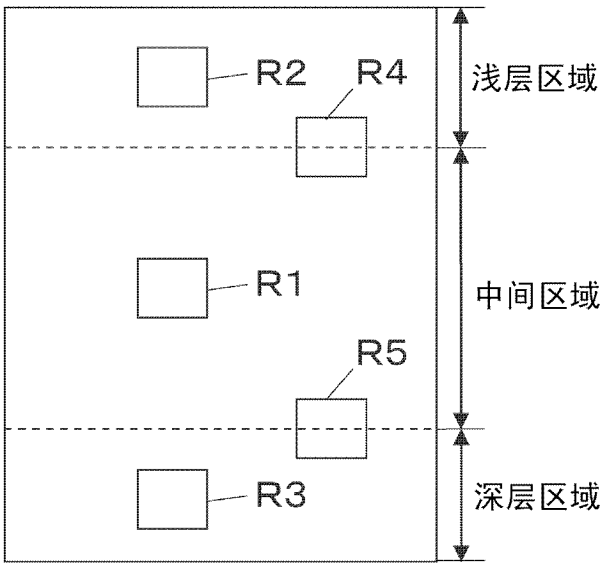


图 6

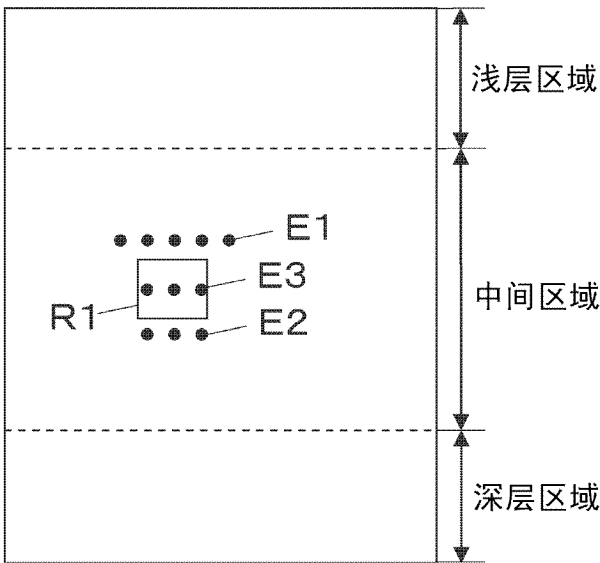


图 7

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像产生方法		
公开(公告)号	CN102688065B	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201210045702.2	申请日	2012-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫地幸哉		
发明人	宫地幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/895 G01S15/8977 G10K11/346		
代理人(译)	杨静		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2011068447 2011-03-25 JP		
其他公开文献	CN102688065A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置和超声波诊断图像产生方法。所述超声波诊断装置包括：关注区域设置单元，用于在B模式图像的给定区域中设置关注区域；控制器，用于控制发送电路和接收电路，从而获得用于测量声速的接收数据，所述发送电路发送由具有第一频率的基波构成的超声波束，在所述关注区域中和所述关注区域附近设置的多个点处形成发送焦点，所述接收电路接收具有第二频率的超声回波，具有所述第二频率的超声回波是所述基波的谐波分量；以及声速计算器，用于基于所获得的用于测量声速的接收数据，计算在所述点处的环境声速。

